

**Image reconstruction method for periodically moving objects with rest and motion phases, e.g. tomography of human heart**

Patent Number: DE19842240  
Publication date: 2000-03-16  
Inventor(s): BRUDER HERBERT (DE)  
Applicant(s): SIEMENS AG (DE)  
Requested Patent: ☐ DE19842240  
Application Number: DE19981042240 19980915  
Priority Number(s): DE19981042240 19980915  
IPC Classification: G06T5/00; A61B5/055; A61B6/00; A61B8/00  
EC Classification: A61B6/00F  
Equivalents:

---

**Abstract**

---

The method involves using a detector unit on a gantry (7) with at least two detector rows arranged perpendicular to a rotation axis (6) and separated parallel to the axis by a detector height. The gantry rotates about the rotation axis. Measurement data sets are acquired by each row at a number of rotation angles during the rest phase as the gantry rotates through an angle at least as great as the reconstruction angular range required for reconstruction. The object (9) is reconstructed from the data sets using a three-dimensional back projection algorithm.

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2



①⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 198 42 240 A 1**

⑤ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**G 06 T 5/00**  
A 61 B 5/055  
A 61 B 6/00  
A 61 B 8/00

②① Aktenzeichen: 198 42 240.7  
②② Anmeldetag: 15. 9. 1998  
②③ Offenlegungstag: 16. 3. 2000

DE 198 42 240 A 1

⑦① Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:  
Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE

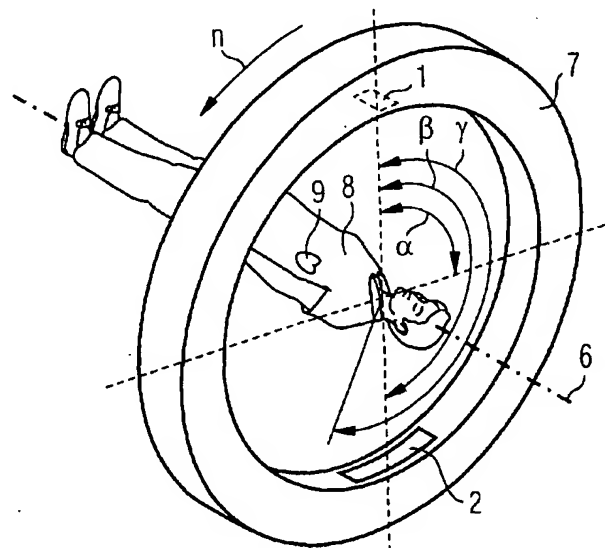
⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
DE 196 27 166 A1  
EP 07 52 684 A1  
EP 03 70 341 A2  
WO 99 07 283 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Bildrekonstruktionsverfahren

⑤⑦ Die vorliegende Erfindung betrifft zwei Bildrekonstruktionsverfahren für ein periodisch bewegtes Objekt (9) mittels eines Computertomographen. Bei Verwendung einer mehrzeiligen Detektoreinheit (2), geeigneter Wahl der Drehzahl (n) des Trägers (7) des Computertomographen und Verwendung eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus lassen sich qualitativ hochwertige Bilder des Objekts (9) in jeder Bewegungsphase erstellen.



DE 198 42 240 A 1

Die vorliegende Erfindung betrifft zwei Bildrekonstruktionsverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt mittels einer auf einem Träger (Gantry) angeordneten Detektoreinheit, wobei der Träger mit einer Drehzahl um eine Rotationsachse rotiert.

Im Stand der Technik werden die Meßdatensätze eines Herzens in der Regel mit Detektoreinheiten aufgenommen, welche eine einzige Detektorzeile aufweisen, die senkrecht zur Rotationsachse angeordnet ist. Während des Rotierens des Trägers werden von der Detektorzeile an einer Vielzahl von Rotationswinkeln Meßdatensätze aufgenommen. Gleichzeitig wird ein EKG-Signal mit aufgezeichnet. Mit Hilfe des EKG-Signals gelingt die Zuordnung von Rotationswinkeln und Herzphasen. Mit den in den Ruhephasen aufgenommenen Meßdatensätzen werden dann Bildrekonstruktionen vorgenommen. Danach wird der Patient ein Stück parallel zur Rotationsachse verschoben und neue Meßdatensätze aufgenommen.

Bei üblichen Rotationsgeschwindigkeiten (max. 120 Umdrehungen/Minute) ist man mit diesem Verfahren jedoch nicht in der Lage, das menschliche Herz in seiner Gesamtheit während einer Atemhaltepause zu tomographieren.

Es ist auch bekannt, den Patienten während des Rotierens des Trägers kontinuierlich zu verschieben und ebenfalls kontinuierlich Meßdatensätze aufzunehmen. Auch hierbei stößt man aber sehr schnell an Grenzen. Nicht alle Verschiebe- bzw. Schichtpositionen können aus während der Ruhephase des Herzens aufgenommenen Meßdaten rekonstruiert werden. Bei der Interpolation der Spiraldaten auf eine vorgegebene Verschiebe- bzw. Schichtposition ist es daher erforderlich, aus Spirallläufen zu interpolieren, die in der Ruhephase des Herzens gemessen wurden. Dies kann die Interpolationsbreite deutlich erhöhen und die erreichbare Schärfe folglich erheblich mindern.

Es ist zwar prinzipiell möglich, ein Bild des Objekts an allen Verschiebepositionen zu rekonstruieren. An den Verschiebepositionen, während derer sich das Herz in einer Schlagphase befunden hat, sind aber nur qualitativ schlechte Bilder erreichbar.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, Bildrekonstruktionsverfahren anzugeben, mit denen auch mit einem konventionellen Computertomographen qualitativ hochwertige Bilder sich periodisch bewegendes Objekte in zeitlich hoher Auflösung aufnehmbar und rekonstruierbar sind.

Wenn die periodische Bewegung des Objekts eine Bewegungsphase und eine Ruhephase aufweist, wird die Aufgabe dadurch gelöst,

- daß die Detektoreinheit zumindest eine erste und eine letzte Detektorzeile aufweist, wobei die erste und die letzte Detektorzeile senkrecht zur Rotationsachse verlaufen und parallel zur Rotationsachse um eine Detektorhöhe voneinander beabstandet sind,
- daß zumindest während der Ruhephasen an einer Vielzahl von Rotationswinkeln pro Rotationswinkel von den Detektorzeilen jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,
- daß die Drehzahl derart gewählt ist, daß der Träger während einer Ruhephase um einen Drehwinkel rotiert, der mindestens so groß ist wie ein zur Rekonstruktion des Objekts erforderlicher Rekonstruktionswinkelbereich, und
- daß aus den Meßdatensätzen mittels eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus das Objekt

In diesem Fall können nämlich einerseits während der Ruhephasen Meßdatensätze in einem so großen kontinuierlichen Rotationswinkelbereich aufgenommen werden, daß eine Rekonstruktion des Objekts möglich ist. Andererseits wird durch den Einsatz des dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus die Qualität des rekonstruierten Bildes erheblich gesteigert. Schließlich wird durch den Einsatz einer mehrzeiligen Detektoreinheit die Aufnahmezeit erheblich verkürzt. Durch die Kombination der Maßnahmen

- mehrzeilige Detektoreinheit,
- Aufnahme der Meßdatensätze in den Ruhephasen,
- geeignete Wahl der Drehzahl und
- Einsatz eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus

können somit ein qualitativ hochwertige Bilder des Objekts aufgenommen und rekonstruiert werden.

Dieses Bildrekonstruktionsverfahren wird vorzugsweise eingesetzt, wenn das Objekt das menschliche Herz ist. Zur Bestimmung der Ruhezeit des menschlichen Herzens wird dabei vorzugsweise ein Elektrokardiogramm des menschlichen Herzens mit aufgenommen.

Wenn die periodische Bewegung des Objekts hingegen keine oder nur eine kurze Ruhephase aufweist oder Aufnahmen des Objekts während der Bewegungsphase erfolgen sollen, wird die Aufgabe dadurch gelöst,

- daß die Detektoreinheit zumindest eine erste und eine letzte Detektorzeile aufweist, wobei die erste und die letzte Detektorzeile senkrecht zur Rotationsachse verlaufen und parallel zur Rotationsachse um eine Detektorhöhe voneinander beabstandet sind,
- daß während einer Anzahl von Perioden an einer Vielzahl von Rotationswinkeln pro Rotationswinkel von den Detektorzeilen jeweils gleichzeitig ein dem jeweiligen Rotationswinkel zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,
- daß die Meßdatensätze zumindest während eines Phasenbereichs mit einem Phasenreferenzpunkt der periodischen Bewegung des Objekts aufgenommen werden,
- daß das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem während des Phasenbereichs überstrichenen Phasenwinkelbereich mindestens einem zur Rekonstruktion des Objekts erforderlichen Rekonstruktionswinkelbereich entspricht und
- daß aus den Bilddatensätzen mittels eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus das Objekt rekonstruiert wird.

Dieses Bildrekonstruktionsverfahren wird vorzugsweise eingesetzt, wenn das Objekt das menschliche Herz ist und der Phasenbereich in der Schlagphase des menschlichen Herzens liegt. Zur Bestimmung des Phasenbereichs wird vorzugsweise wieder ein Elektrokardiogramm des menschlichen Herzens mit aufgenommen.

Wenn die Röntgenröhre mittels des Elektrokardiogramms getriggert wird, so daß das Objekt nur während der Phasenbereiche durchstrahlt wird, wird der untersuchte Patient mit einer möglichst niedrigen Röntgendosis belastet.

Wenn die Drehzahl des Trägers derart gewählt wird, daß die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel entweder während des Phasenbereichs derselben oder während des Phasenbereichs der unmittelbar nachfolgenden Perioden aufgenommen werden, ergibt sich eine

besonders einfache Bildrekonstruktion. Wenn hingegen die Drehzahl des Trägers so hoch wie möglich gewählt wird, wird der untersuchte Patient mit einer niedrigeren Röntgendosis belastet.

Der Aufbau eines für die Bildrekonstruktion hinreichend großen Gesamtmeßdatensatzes kann z. B. dadurch erfolgen,

- daß pro Phasenbereich die während des Phasenbereichs aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe zusammengefaßt werden,
- daß zu jeder Rotationswinkelgruppe ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel bestimmt wird,
- daß pro Rotationswinkel die Rotationswinkelgruppen bestimmt werden, deren Referenzwinkel maximal so groß ist wie der jeweilige Rotationswinkel, und
- daß innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe zur Rekonstruktion des Objekts herangezogen werden, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel und dem jeweiligen Referenzwinkel minimal ist.

Alternativ kann der Gesamtmeßdatensatz dadurch aufgebaut werden,

- daß der Rekonstruktionswinkelbereich in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel unterteilt wird,
- daß pro Phasenbereich die während des Phasenbereichs aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe zusammengefaßt werden,
- daß zu jeder Rotationswinkelgruppe ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel bestimmt wird und
- daß pro Teilwinkelbereich die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe zur Rekonstruktion des Objekts herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel und dem jeweiligen Referenzwinkel minimal ist.

Wenn bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe zu einer anderen Rotationswinkelgruppe die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden, ist eine höhere Bildqualität erzielbar.

Weitere Vorteile und Einzelheiten ergeben sich aus den übrigen Ansprüchen und der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit den Figuren. Dabei zeigen in Prinzipdarstellung:

- Fig. 1 eine Skizze eines Computertomographen,
- Fig. 2 eine Detektoreinheit,
- Fig. 3 schematisch ein Sortiervverfahren,
- Fig. 4 schematisch ein weiteres Sortiervverfahren und
- Fig. 5 schematisch eine Wichtungskurve.

Gemäß Fig. 1 weist ein Computertomograph eine Röntgenröhre 1 und eine Detektoreinheit 2 auf. Die Detektoreinheit 2 weist gemäß Fig. 2 eine erste Detektorzeile 3 und eine letzte Detektorzeile 4 auf. Zwischen der ersten und der letzten Detektorzeile 3, 4 können ggf. weitere Detektorzeilen 5 angeordnet sein. Insgesamt kann die Detektoreinheit 2 z. B. zwei oder drei weitere Detektorzeilen 5 aufweisen.

Die Detektorzeilen 3-5 verlaufen senkrecht zu einer Rotationsachse 6, wie durch den Pfeil A angedeutet ist. Parallel zur Rotationsachse 6 sind die erste Detektorzeile 3 und die letzte Detektorzeile 4 um eine Detektorhöhe D voneinander beabstandet. Die Detektorhöhe D wird dabei von Zeilenmitte zu Zeilenmitte gemessen.

Die Röntgenröhre 1 und die Detektoreinheit 2 sind auf einem Träger 7 (Gantry 7) angeordnet. Der Träger 7 rotiert mit einer Drehzahl  $n$  um die Rotationsachse 6. Während des Rotierens des Trägers 7 sendet die Röntgenröhre 1 Röntgenstrahlen aus, welche einen Patienten 8 durchstrahlen. Die Röntgenstrahlen werden während der Rotation an einer Vielzahl von Rotationswinkeln  $\alpha$  detektiert und zu je einem Meßdatensatz zusammengefaßt. Ein Meßdatensatz ist also die Gesamtheit der von den Detektorzeilen 3-5 an einem Rotationswinkel  $\alpha$  gleichzeitig aufgenommenen, diesem Rotationswinkel  $\alpha$  zugeordneten Meßdaten. Aus der Gesamtheit der aufgenommenen Meßdatensätze wird dann das Objekt rekonstruiert.

Um das durchleuchtete Objekt sinnvoll rekonstruieren zu können, sind Meßdatensätze zu aufeinanderfolgenden Rotationswinkeln  $\alpha$  erforderlich, welche sich über einen Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$  erstrecken. Der Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$  liegt in der Größenordnung von mindestens  $180^\circ$ .

Soweit ruhigstellbare Körperpartien des Patienten 8 tomographiert werden sollen, stellen sich für die Aufnahme der Meßdatensätze keine nennenswerten Probleme. Kritisch hingegen ist die Aufnahme von Meßdatensätzen eines sich periodisch bewegenden Objektes 9. Ein Beispiel eines derartigen Objektes 9 ist das menschliche Herz 9, welches in Fig. 1 schematisch dargestellt ist.

Bekanntlich führt das menschliche Herz 9 im wesentlichen eine periodische Bewegung aus. Die periodische Bewegung besteht dabei aus einer abwechselnden Folge einer Ruhe- bzw. Erschlaffungsphase und einer Bewegungs- bzw. Schlagphase. Die Erschlaffungsphase hat eine Dauer zwischen üblicherweise 500 bis 800 ms, die Schlagphase eine Dauer von 200 bis 250 ms.

Die Drehzahl  $n$  des Trägers 7 liegt üblicherweise bei 45 bis 120 Umdrehungen/Minute. Durch Vergleich der Drehzahl  $n$  mit der Dauer der Erschlaffungsphase des Herzens 9 läßt sich somit leicht feststellen, daß der Träger 7 in der Erschlaffungsphase des Herzens 9 um einen Drehwinkel  $\gamma$  rotiert, der zwischen  $135^\circ$  (500 ms bei 45 Umdrehungen/Minute) und  $576^\circ$  (800 ms bei 120 Umdrehungen/Minute) liegt.

Wenn die Drehzahl  $n$  hoch genug gewählt wird, rotiert der Träger 7 während einer Ruhephase um einen Drehwinkel  $\gamma$ , der größer ist als der zur Rekonstruktion des Objektes 9 erforderliche Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$ . Somit ist es möglich, während der Ruhephasen des Herzens 9 vollständige Meßdatensätze aufzunehmen, so daß das Herz 9 im aufgenommenen Bereich rekonstruierbar ist.

Jeweils nach dem Aufnehmen der erforderlichen Meßdatensätze wird der Patient 8 um eine Vorschubtiefe parallel zur Rotationsachse 6 verschoben. Die Vorschubtiefe ist dabei maximal so groß wie die Detektorhöhe D. In der nächsten Ruhephase des Herzens 9 werden dann neue Meßdatensätze aufgenommen. Diese Abfolge wird wiederholt, bis das gesamte Herz 9 des Patienten 8 tomographiert ist.

Aus der Gesamtheit der aufgenommenen Meßdatensätze wird das Objekt 9 rekonstruiert. Aufgrund des Einsatzes einer mehrzeiligen Detektoreinheit 2 haben die Röntgenstrahlen das Herz 9 aber teilweise in einem Winkel zur Rotationsachse des Trägers 7 durchdrungen. Eine Rekonstruktion des Objektes 9 mittels der in der Computertomographie allgemein bekannten zweidimensionalen Rückprojektionsalgorithmen führt somit zu systematischen Fehlern. Um diese Fehler zu vermeiden, wird daher das Objekt 9 aus den Meßdatensätzen mittels eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus rekonstruiert. Ein derartiger Rückprojektionsalgorithmus ist beispielsweise von L.A. Feldkamp, L.C. Davis und J.W. Kress im Journal der Optical Society of

America A, Volume 1, No. 6, Seiten 612 bis 619, (JOSA A, 1/1984, No. 6, pp. 612-619) veröffentlicht worden.

Wie bereits erwähnt, wird das Elektrokardiogramm 10 des menschlichen Herzens 9 mit aufgenommen, um aus ihm die Ruhephasen 13 des menschlichen Herzens 9 bestimmen zu können. Ggf. kann das Elektrokardiogramm 10 auch genutzt werden, um die Röntgenröhre 1 entsprechend zu triggern, so daß sie nur während der Ruhephasen 13 des Herzens 9 Röntgenstrahlen emittiert. In diesem Fall kann die Röntgenbelastung des Patienten 8 verringert werden. Darüber hinaus sollte bei diesem Meßdatenaufnahmeverfahren der Träger 7 mit der höchstmöglichen Drehzahl  $n$  rotieren.

Das obenstehend beschriebene Verfahren ist nicht mehr anwendbar, wenn das menschliche Herz 9 während eines Phasenbereichs 16 aufgenommen werden soll, der in der Schlagphase 12 liegt.

Denn der Phasenbereich 16 hat eine Zeitdauer, die erheblich kleiner ist als die Rekonstruktionszeit  $T$ . Der Phasenbereich 16 kann beispielsweise eine Dauer von 50 ms haben. In dieser Zeit rotiert der Träger 7 auch bei einer Drehzahl  $n$  von 120 Umdrehungen/Minute nur um  $36^\circ$ , also ein Fünftel des minimalen Rekonstruktionswinkelbereichs  $\beta$ . Dennoch kann mit dem gleichen Computertomographen das Herz 9 auch in diesem Phasenbereich 16 abgebildet werden. Dies geschieht wie folgt:

Ebenso wie zuvor werden an einer Vielzahl von Rotationswinkeln  $\alpha$  von den Detektorzeilen 3-5 jeweils gleichzeitig dem jeweiligen Rotationswinkel  $\alpha$  zugeordnete Meßdatensätze aufgenommen. Die Meßdatensätze werden dabei zumindest während des Phasenbereichs 16 der periodischen Bewegung des Herzens 9 aufgenommen. Das Objekt 9 durchläuft eine Anzahl von Perioden. Die Anzahl von Perioden ergibt sich dabei aus der Bedingung, daß das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem Phasenwinkelbereich  $\delta$  mindestens dem Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$  entsprechen muß. Der Phasenwinkelbereich  $\delta$  ist dabei der von dem Träger 7 während der Dauer des Phasenbereichs 16 überstrichene Winkel. Sicherheitshalber sollte die Anzahl von Perioden  $1/2$  bis 2 mal so groß wie die Mindestanzahl von Perioden sein. Der Träger 7 führt z. B. eine Anzahl von Rotationen aus, die typischerweise zwischen 10 und 20 liegt. Während dieser Rotationen schlägt das menschliche Herz 9 ca. 5 bis 20 mal. Es durchläuft also 5 bis 20 Perioden.

Beispielhaft ist in Fig. 3 angenommen, daß der Phasenbereich 16 eine Dauer von 50 ms hat und der Träger 7 mit einer Drehzahl  $n$  von 120 Umdrehungen/Min rotiert. Mit diesen Annahmen überstreicht der Träger 7 während eines Phasenbereichs 16 einen Phasenwinkelbereich  $\delta = 36^\circ$ . Unter der weiteren Annahme, daß der Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$   $180^\circ$  beträgt, müssen also mindestens 5, besser 8 bis 10, Schlagphasen 12 des Herzens 9 durchlaufen werden. Unter der Annahme, daß das menschliche Herz 9 mit einem Puls von 80 Schlägen/Minute schlägt, muß der Tragring 7 also mindestens  $7\frac{1}{2}$ , besser 12 bis 15 mal, eine vollständige Umdrehung ausführen.

Im Regelfall sollte der Träger 7 mit einer Drehzahl  $n$  rotieren, die so hoch wie möglich gewählt ist. Unter Umständen kann es aber günstiger sein, die Drehzahl  $n$  niedriger zu wählen. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Bewegung des Objekts 9 streng periodisch ist. In diesem Fall wird die Drehzahl  $n$  des Trägers 7 vorzugsweise derart gewählt, daß die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel  $\alpha$  entweder während des Phasenbereichs 16 derselben oder während des Phasenbereichs 16 der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen werden.

Unter Annahme einer (starken) Herzfrequenz von 80/Minute und einem Phasenbereich 16 mit einer Dauer von 50 ms wird daher z. B. vorzugsweise in 700 ms eine vollständige

Umdrehung des Trägers 7 ausgeführt.

Die Lage des Phasenbereichs 16 kann wieder aus einem Elektrokardiogramm 10 bestimmt werden, das zusammen mit den Bilddatensätzen aufgenommen wird. Die Lage des Phasenbereichs 16 ist dabei prinzipiell beliebig. Der Phasenbereich 16 kann z. B. in der Ruhephase 13 des Herzens liegen. Von besonderer Bedeutung aber ist, wenn der Phasenbereich 16 in der Schlagphase 12 des menschlichen Herzens 9 liegt.

Wenn die Belastung des Patienten 8 mit Röntgenstrahlung besonders klein gehalten werden soll, wird die Röntgenröhre 1 vorzugsweise mittels des Elektrokardiogramms 10 getriggert. Hierdurch wird erreicht, daß der Patient 8 nur während der Phasenbereiche 16 durchstrahlt wird. Wenn andererseits die Röntgenröhre 1 nicht getriggert wird, werden während aller Phasen des menschlichen Herzens 9 Meßdatensätze aufgezeichnet. In diesem Fall können beispielsweise bei der Bildrekonstruktion nachträglich die relevanten Phasenbereiche 16 festgelegt werden.

In Fig. 3 ist eine derartige Vorgehensweise schematisch dargestellt. Hier wird der Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$  aus Phasenwinkelbereichen  $\delta$  zusammengesetzt, wobei die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel  $\alpha$  entweder während des Phasenbereichs 16 derselben oder während des Phasenbereichs 16 der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen worden sind.

Falls die Drehzahl  $n$  des Trägers 7 nicht derart optimiert wird, muß der Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$ , wie in Fig. 4 schematisch dargestellt, mit Phasenwinkelbereichen  $\delta$  gefüllt werden, die im allgemeinen eine rein stochastische Permutation sind.

Um aus den aufgenommenen Meßdatensätzen ein Bild des Objekts 9 rekonstruieren zu können, muß pro Rotationswinkel  $\alpha$  aus den aufgenommenen Meßdatensätzen ein Meßdatensatz ausgewählt werden. Hierfür stehen zwei Auswahlverfahren zur Verfügung.

Gemäß dem ersten Verfahren werden pro Phasenbereich 16 die während des Phasenbereichs 16 aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe 17 zusammengefaßt. Zu jeder Rotationswinkelgruppe 17 wird ein Referenzwinkel  $\epsilon$  bestimmt, der mit einem Phasenreferenzpunkt innerhalb des Phasenbereichs 16 korrespondiert. Beispielsweise kann der Phasenreferenzpunkt der Mitte oder dem Anfang des Phasenbereichs 16 entsprechen. Zur Auswahl des Meßdatensatzes, der dann tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen wird, werden pro Rotationswinkel  $\alpha$  die Rotationswinkelgruppen 17 bestimmt, deren Referenzwinkel  $\epsilon$  maximal so groß wie der jeweilige Rotationswinkel  $\alpha$  ist. Innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen 17 wird dann der Meßdatensatz des Rotationswinkels  $\alpha$  derjenigen Rotationswinkelgruppe 17 herangezogen, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel  $\alpha$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  minimal ist.

Anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel  $\alpha$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze kann eine effektive Zeitauflösung ermittelt werden. Sie kann insbesondere zusammen mit dem rekonstruierten Objekt 9 ausgegeben werden. Die effektive Zeitauflösung ist das Maximum aller Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel  $\alpha$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze.

Alternativ kann der Rekonstruktionswinkelbereich  $\beta$  in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche  $\xi$  mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  unterteilt werden. Der Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  kann wie der Referen-

zwinkel  $\epsilon$  der Mitte oder dem Anfang des Teilwinkelbereichs  $\xi$  entsprechen. Pro Teilwinkelbereich  $\xi$  werden dann die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe 17 zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  minimal ist.

Bei diesem Verfahren ist die effektive Zeitauflösung, innerhalb derer Meßdatensätze zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen werden, größer als der selektierte Phasenbereich. Denn die Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  ist im allgemeinen nicht Null. Die effektive Zeitauflösung wird daher anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze, der Größe der Teilwinkelbereiche  $\xi$  und der Drehzahl  $n$  ermittelt. Die Drehzahl  $n$  und die Größe der Teilwinkelbereiche  $\xi$  ergeben die minimale Zeitauflösung. Diese wird dann durch die Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel  $\xi$  und dem jeweiligen Referenzwinkel  $\epsilon$  der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze vergrößert.

Bei beiden Verfahren findet bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe 17 zu einer anderen Rotationswinkelgruppe 17 stets auch ein Zeitsprung statt. Der Übergang von einer Rotationswinkelgruppe 17 zur nächsten Rotationswinkelgruppe 17 kann daher unstetig sein. Dies kann bei der Rekonstruktion zu einer verminderten Bildqualität führen. Die Bildqualität kann aber erhöht werden, wenn bei einem derartigen Wechsel die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden. Der Überlappungsbereich umfaßt zumindest die aneinander angrenzenden Rotationswinkel  $\alpha$  zugeordneten Meßdatensätze. Z. B. kann der letzte Meßdatensatz einer Rotationswinkelgruppe 17 dahingehend modifiziert werden, daß er zu 2/3 mit seinem eigenen Wert und zu 1/3 mit dem Wert des ersten Meßdatensatzes der nachfolgenden Rotationswinkelgruppe 17 gewichtet wird. Ebenso kann dann der erste Meßdatensatz der nachfolgenden Rotationswinkelgruppe 17 zu 2/3 mit seinem eigenen Wert und zu 1/3 mit dem Wert des letzten Meßdatensatzes der vorhergehenden Rotationswinkelgruppe 17 gewichtet werden. Dies ist schematisch in Fig. 7 durch die gestrichelten Linien angedeutet. Bereits diese geringfügige Modifikation führt zu einer erheblichen Verbesserung der Qualität des rekonstruierten Bildes.

Auch durch das gewichtete Überlagern der Meßdatensätze der Rotationswinkelgruppen 17 findet eine Zeitaufweitung statt. Die Größe des Überlappungsbereichs wird daher bei der Ermittlung der effektiven Zeitauflösung berücksichtigt. Dies ermöglicht einem geschulten Betrachter eine Einschätzung der Qualität des rekonstruierten Bildes.

Mit den erfindungsgemäßen Bildrekonstruktionsverfahren ist es insbesondere möglich, innerhalb einer Atemanhaltepause des Patienten 8 qualitativ hochwertige Meßdatensätze zu generieren, mittels derer das gesamte Herz 9 darstellbar ist.

#### Patentansprüche

1. Bildrekonstruktionsverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt (9) mit einer Bewegungs- und einer Ruhephase (12, 13) mittels einer auf einem Träger (7) (Gantry 7) angeordneten Detektoreinheit (2) mit zumindest einer ersten und einer letzten Detektorzeile (3, 4), wobei die erste und die letzte Detektorzeile (3, 4) senkrecht zu einer Rotationsachse (6) verlaufen

und parallel zur Rotationsachse (6) um eine Detektorhöhe (D) voneinander beabstandet sind,

– wobei der Träger (7) mit einer Drehzahl ( $n$ ) um die Rotationsachse (6) rotiert,

– wobei zumindest während der Ruhephasen (13) an einer Vielzahl von Rotationswinkeln ( $\alpha$ ) pro Rotationswinkel ( $\alpha$ ) von den Detektorzeilen (3–5) jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel ( $\alpha$ ) zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,

– wobei die Drehzahl ( $n$ ) derart gewählt ist, daß der Träger (7) während einer Ruhephase (13) um einen Drehwinkel ( $\gamma$ ) rotiert, der mindestens so groß ist wie ein zur Rekonstruktion des Objekts (9) erforderlicher Rekonstruktionswinkelbereich ( $\beta$ ), und

– wobei aus den Meßdatensätzen mittels eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus das Objekt (9) rekonstruiert wird.

2. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt (9) das menschliche Herz (9) ist.

3. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung der Ruhephase (13) ein Elektrokardiogramm (10) des menschlichen Herzens (9) mit aufgenommen wird.

4. Bildrekonstruktionsverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt (9) mittels einer auf einem Träger (7) (Gantry 7) angeordneten Röntgenröhre (1) und einer ebenfalls auf dem Träger (7) angeordneten Detektoreinheit (2) mit zumindest einer ersten und einer letzten Detektorzeile (3, 4), wobei die erste und die letzte Detektorzeile (3, 4) senkrecht zu einer Rotationsachse (6) verlaufen und parallel zur Rotationsachse (6) um eine Detektorhöhe (D) voneinander beabstandet sind,

– wobei der Träger (7) mit einer Drehzahl ( $n$ ) um die Rotationsachse (6) rotiert,

– wobei während einer Anzahl von Perioden an einer Vielzahl von Rotationswinkeln ( $\alpha$ ) pro Rotationswinkel ( $\alpha$ ) von den Detektorzeilen (3–5) jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel ( $\alpha$ ) zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,

– wobei die Meßdatensätze zumindest während eines Phasenbereichs (16) mit einem Phasenreferenzpunkt der periodischen Bewegung des Objekts (9) aufgenommen werden,

– wobei das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem während des Phasenbereichs (16) überstrichenen Phasenwinkelbereich ( $\delta$ ) mindestens einem zur Rekonstruktion des Objekts (9) erforderlichen Rekonstruktionswinkelbereich ( $\beta$ ) entspricht, und

– wobei aus den Meßdatensätzen mittels eines dreidimensionalen Rückprojektionsalgorithmus das Objekt (9) rekonstruiert wird.

5. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt (9) das menschliche Herz (9) ist und daß der Phasenbereich (16) in der Schlagphase (12) des menschlichen Herzens (9) liegt.

6. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung des Phasenbereichs (16) ein Elektrokardiogramm (10) des menschlichen Herzens (9) mit aufgenommen wird.

7. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenröhre (1) mittels des Elektrokardiogramms (10) getriggert wird,

so daß das Objekt (9) nur während der Phasenbereiche (16) durchstrahlt wird.

8. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Drehzahl (n) des Trägers (7) derart gewählt wird, daß die Meßdatensätze unmittelbar aufeinander folgender Rotationswinkel ( $\alpha$ ) entweder während des Phasenbereichs (16) derselben oder während des Phasenbereichs (16) der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen werden.

9. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Drehzahl (n) des Trägers (7) so hoch wie möglich gewählt wird.

10. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 9, dadurch gekennzeichnet,

- daß pro Phasenbereich (16) die während des Phasenbereichs (16) aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe (17) zusammengefaßt werden,
- daß zu jeder Rotationswinkelgruppe (17) ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) bestimmt wird,
- daß pro Rotationswinkel ( $\alpha$ ) die Rotationswinkelgruppen (17) bestimmt werden, deren Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) maximal so groß ist wie der jeweilige Rotationswinkel ( $\alpha$ ), und
- daß innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen (17) die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe (17) zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogen werden, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel ( $\alpha$ ) und dem jeweiligen Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) minimal ist.

11. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel ( $\alpha$ ) und dem jeweiligen Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogenen Meßdatensätze eine effektive Zeitauflösung ermittelt und zusammen mit dem rekonstruierten Objekt (9) ausgegeben wird.

12. Bildrekonstruktionsverfahren für nach einem der Ansprüche 4 bis 9 aufgenommene Meßdatensätze, dadurch gekennzeichnet,

- daß der Rekonstruktionswinkelbereich ( $\beta$ ) in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche ( $\xi$ ) mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ( $\xi$ ) unterteilt wird,
- daß pro Phasenbereich (16) die während des Phasenbereichs (16) aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe (17) zusammengefaßt werden,
- daß zu jeder Rotationswinkelgruppe (17) ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) bestimmt wird und
- daß pro Teilwinkelbereich ( $\xi$ ) die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe (17) zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ( $\xi$ ) und dem jeweiligen Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) minimal ist.

13. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ( $\xi$ ) und dem jeweiligen Referenzwinkel ( $\epsilon$ ) der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts (9) heran-

gezogenen Meßdatensätze, der Größe der Teilwinkelbereiche ( $\xi$ ) und der Drehzahl (n) eine effektive Zeitauflösung ermittelt und zusammen mit dem rekonstruierten Objekt (9) ausgegeben wird.

14. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 10

bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe (17) zu einer anderen Rotationswinkelgruppe (17) die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden.

15. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 14 und einem der Ansprüche 11 und 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Größe des Überlappungsbereichs bei der Ermittlung der effektiven Zeitauflösung berücksichtigt wird.

---

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -



FIG 1

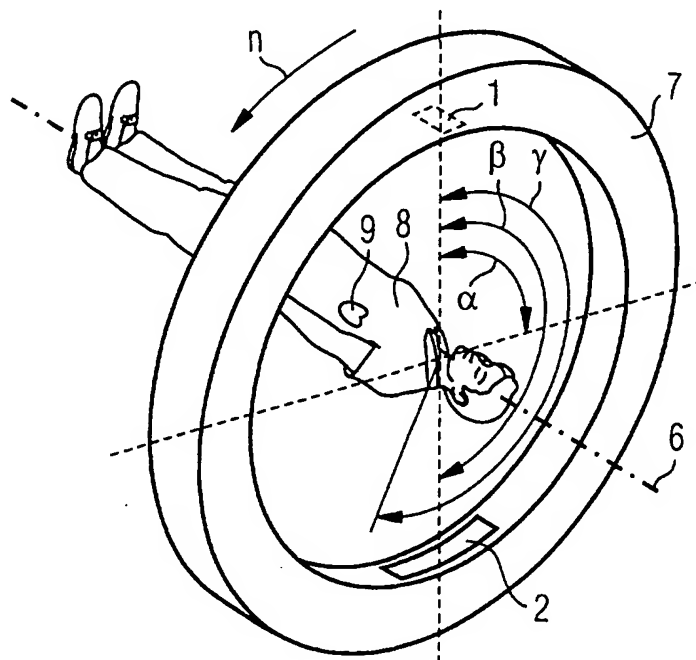
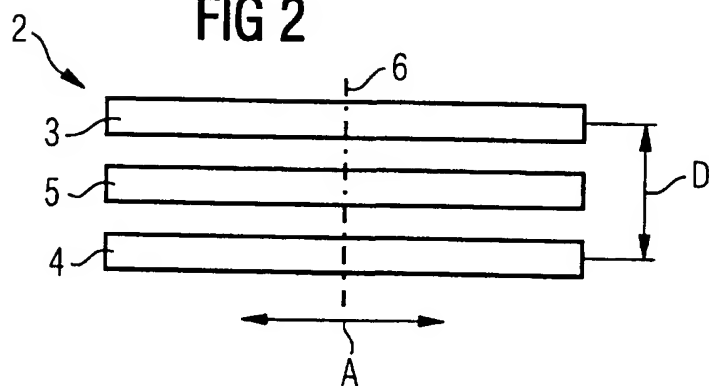


FIG 2



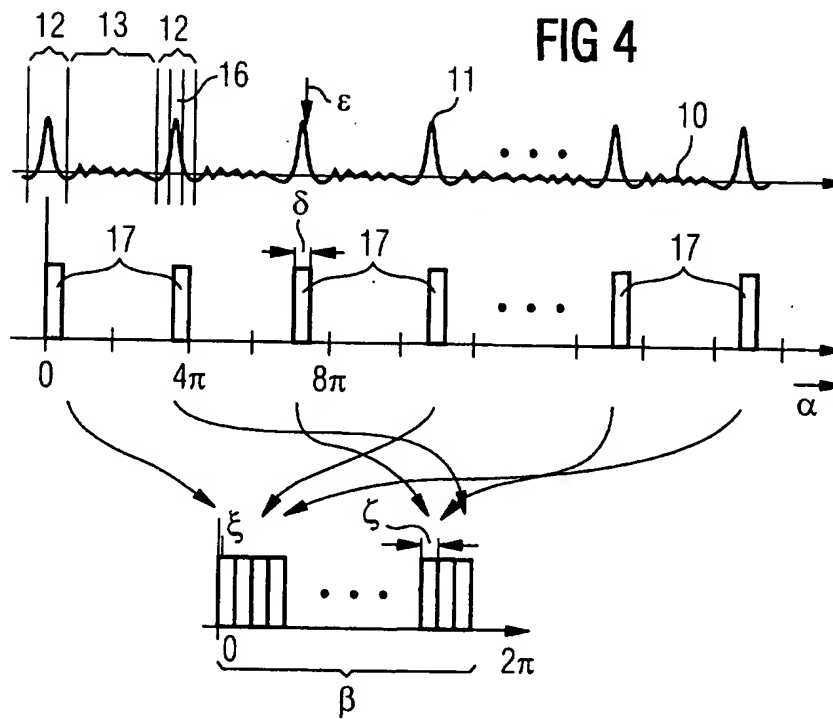
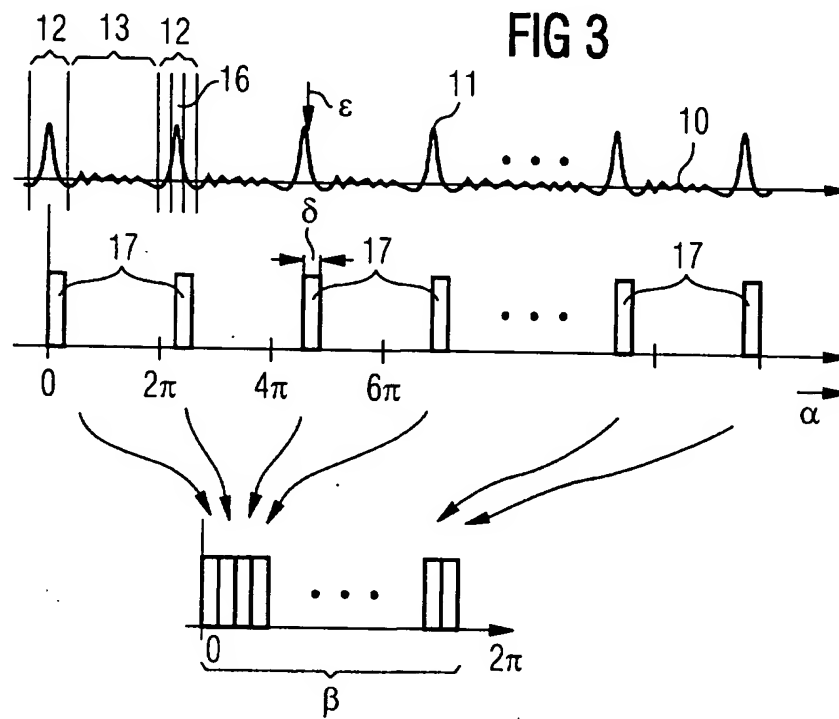


FIG 5

